

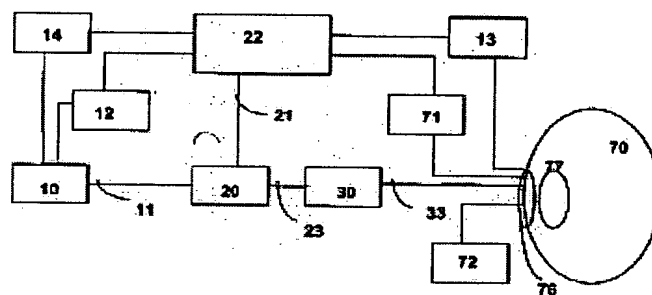
Method and appliance for eye radiation modifies refractive index and/or transmission properties of eye by producing irreversible chemical changes in eye lens substance

Patent number: DE19943735
Publication date: 2001-05-31
Inventor: HAENSEL HARTMUT G (DE)
Applicant: HAENSEL HARTMUT G (DE)
Classification:
- international: A61F9/00; A61F9/013
- european: A61F9/007
Application number: DE19991043735 19990903
Priority number(s): DE19991043735 19990903

Report a data error here

Abstract of DE19943735

The method employs treating the eye with a long wave radiation beam in the UV-A range above the cornea absorption and/or in visible and/or close to the infrared wavelength range. This produces photoinduced, irreversible chemical changes in the eye lens substance to modify the refractive index and/or the transmission properties for normal vision according to specified parameters.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)



US006478792B1

(12) **United States Patent**
Hänsel

(10) Patent No.: **US 6,478,792 B1**
(45) Date of Patent: **Nov. 12, 2002**

(54) **METHOD AND APPARATUS FOR
ILLUMINATION OF THE EYE**

(75) Inventor: **Harmut G. Hänsel, Ilmnitz (DE)**

(73) Assignee: **Carl Zeiss Jena GmbH, Jena (DE)**

(*) Notice: Subject to any disclaimer, the term of this patent is extended or adjusted under 35 U.S.C. 154(b) by 125 days.

(21) Appl. No.: **09/654,056**

(22) Filed: **Sep. 1, 2000**

Related U.S. Application Data

(60) Provisional application No. 60/152,271, filed on Sep. 3, 1999.

(30) **Foreign Application Priority Data**

Sep. 3, 1999 (DE) 199 43 723
Sep. 3, 1999 (DE) 199 43 735

(51) Int. Cl.⁷ **A61B 18/18**

(52) U.S. Cl. **606/5**

(58) Field of Search 351/205, 206;
606/4, 5, 6; 623/6.11, 6.12

(56) **References Cited**

U.S. PATENT DOCUMENTS

4,718,418 A 1/1988 L'Esperance, Jr.
4,941,093 A 7/1990 Marshall et al.
5,133,748 A * 7/1992 Feaster 623/6.12
5,246,435 A * 9/1993 Bille et al. 606/6
5,334,190 A 8/1994 Seiler
5,423,801 A 6/1995 Marshall et al.
5,505,723 A 4/1996 Muller
5,520,679 A 5/1996 Lin
5,549,632 A 8/1996 Lai

5,613,965 A 3/1997 Muller
5,624,436 A 4/1997 Nakamura et al.
5,637,109 A 6/1997 Sumiya
5,651,784 A 7/1997 Klopotek
5,711,762 A 1/1998 Trokel
5,713,892 A 2/1998 Shimmick
5,735,843 A 4/1998 Trokel
5,740,803 A 4/1998 Gray et al.
5,807,379 A 9/1998 L'Esperance, Jr.

FOREIGN PATENT DOCUMENTS

DE 4131361 C2 3/1993
DE 19752949 A1 6/1998
EP 0657151 A1 6/1995
WO WO 9819741 5/1998

* cited by examiner

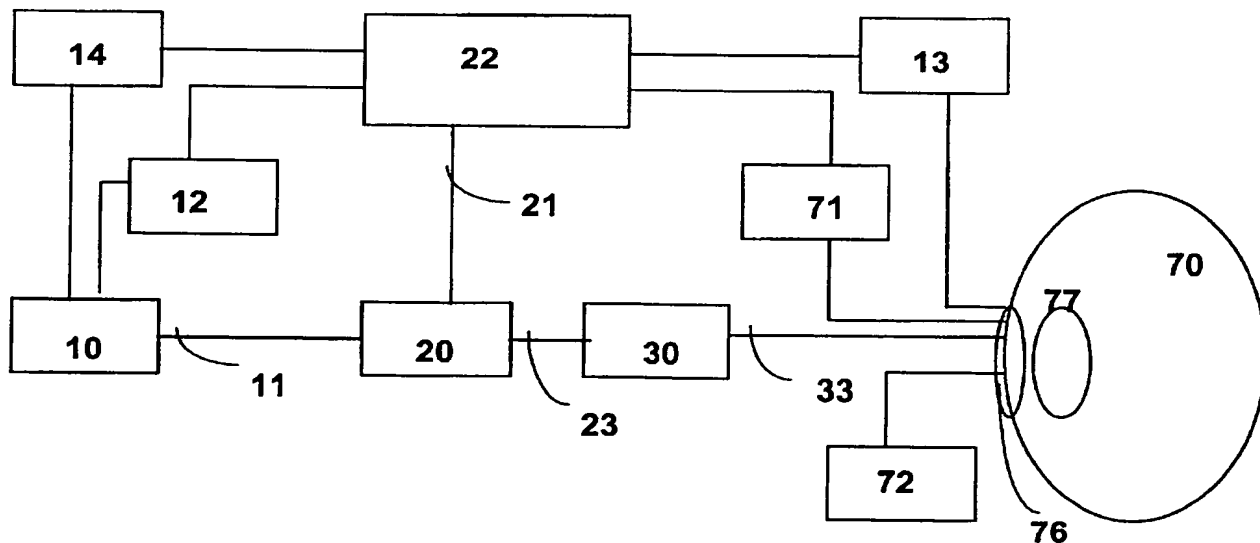
Primary Examiner—George Manuel

(74) *Attorney, Agent, or Firm*—Birch, Stewart, Kolasch & Birch, LLP

(57) **ABSTRACT**

A method and a device for irradiation of the eye can be used in ophthalmology, refractive surgery and laser medicine. It combines the working principles of specific optical and electronic modules to expose the eye lens to controlled therapeutic radiation in the long-wave UV-A range above cornea absorption and/or the visible and/or the near infra-red ranges and/or the cornea in a defined way to treatment radiation in the near infra-red wavelength range about 1.3 micrometers, whereby locally photo-induced irreversible chemical changes are created in the eye lens substance and/or the cornea substance such that the refractive index and/or the transmission properties for visible useful radiation can be changed to pre-defined parameters, resulting in a defect-reduced vision.

21 Claims, 6 Drawing Sheets



THIS PAGE BLANK (USPTO)



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 199 43 735 A 1**

⑤① Int. Cl. 7:
A 61 F 9/00
A 61 F 9/013

②① Aktenzeichen: 199 43 735.1
②② Anmeldetag: 3. 9. 1999
②③ Offenlegungstag: 31. 5. 2001

⑦① Anmelder:
Hänsel, Hartmut G., Dr., 07751 Bucha, DE

⑦④ Vertreter:
Patentanwälte Gulde Hengelhaupt Ziebig, 10117
Berlin

⑦② Erfinder:
gleich Anmelder

⑤⑤ Entgegenhaltungen:
DE 41 31 361 C2

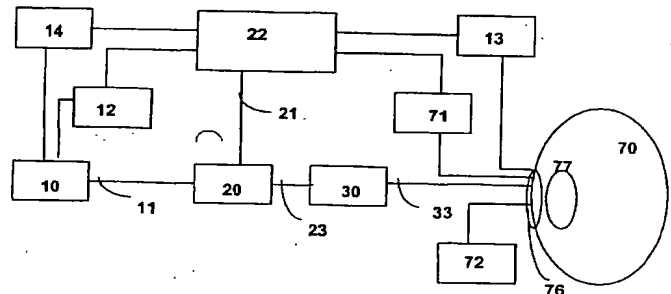
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Verfahren und Vorrichtung zur Bestrahlung des Auges

⑤⑦ Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestrahlung des Auges und ist in der Ophthalmologie, der Refraktiven Chirurgie bzw. Lasermedizin einsetzbar.

Das Prinzip der Erfindung basiert darauf, daß unter Verwendung spezifischer optischer und elektronischer Baugruppen die Augenlinse definiert mit Behandlungsstrahlung im sichtbaren und/oder nahinfraroten Wellenlängenbereich bestrahlt wird, wobei örtlich photoinduzierte irreversible chemische Veränderungen der Augenlinsen-Substanz erzeugt werden, derart, daß der Brechungsindex und/oder die Transmissions-Eigenschaft für sichtbare Nutz-Strahlung nach vorgegebenen Parametern verändert wird und ein fehlerreduziertes Sehen resultiert.



DE 199 43 735 A 1

DE 199 43 735 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestrahlung des Auges und ist in der Ophthalmologie, der refraktiven Chirurgie bzw. Lasermedizin einsetzbar.

Damit wir unsere Umgebung richtig sehen können, muß die optische Abbildung unserer Umgebung auf die Rezeptoren der Netzhaut fehlerfrei erfolgen. Die Flächenkrümmungen und Brechzahlübergänge im Auge müssen zur räumlichen Anordnung der Rezeptoren in der Netzhaut passen.

Ist die fehlerfreie optische Abbildung gestört, so wird der Mangel auf traditionelle Weise mit einer Brille korrigiert. Ein gekrümmtes Glas mit bestimmten Brechzahl-, Dicken- und Krümmungsverhältnissen wird in definiertem Abstand vor das Auge gesetzt.

Es ist auch bekannt, daß vergleichsweise dünne Linsen, "Kontaktlinsen" genannt, unmittelbar auf die Hornhaut des Auges aufgesetzt werden.

Außer diesen Korrekturen durch vorgesetzte Optiken gibt es die Möglichkeit operativer Veränderungen am Auge selbst.

In der Hornhaut-Chirurgie wird entweder die Dicke der Hornhaut durch Abtragen (Ablation) oder die Krümmung der Hornhaut durch Einschnneiden (Keratotomie) verändert. Ebenso ist das plastische Verformen der Hornhaut durch thermische Einwirkung (Thermokeratoplasty) möglich.

Aufgrund ihrer Lage "am weitesten vorn" ist die Cornea einer operativen Behandlung sehr gut zugänglich und scheint deshalb auch am intensivsten erforscht zu sein.

Die Laser-Cornea-Chirurgie wird in einer Vielzahl von Dokumenten beschrieben, in der Regel als Laser-Ablation, hauptsächlich mit Excimerlasern, in verschiedenen Fällen als thermisches Schrumpfen der Hornhaut, mit einer Veränderung der Krümmung der optischen Grenzfläche.

Ein Apparat der ophthalmologischen Chirurgie wird in US 4,718,418 beschrieben, in dem ein gescannter UV-Laser zur kontrollierten ablativen Photodekomposition ausgewählter Cornea-Bereiche verwendet wird. Die Strahlungsdichte und Belichtungszeit werden so kontrolliert, daß eine gewünschte Ablationstiefe erreicht wird, die Scanbewegungen werden so koordiniert, daß eine gewünschte Oberflächen-Veränderung erreicht wird, in deren Folge die Cornea zu einer Korrekturlinse wird.

Die Möglichkeiten der Erosion von Oberflächen mit einem Laser-Apparat, der Mittel zur Auswahl und Regelung von Profil und Abmaßen der bestrahlten Fläche umfaßt, durch jeden Puls der Laserenergie ohne Variation der Energiedichte des Strahls, durch Variation der Abmaße der bestrahlten Fläche zwischen den Pulsen, werden in US 4,941,093 dargelegt.

In US 5,334,190 werden Verfahren und Vorrichtung zur Korrektur optischer Defekte beim Sehen beschrieben, die eine Infrarot-Strahlungsquelle und ein Fokussierungselement anwenden, um die Krümmung des Auges zu verändern, indem fokussierte Infrarotstrahlung auf kontrollierte Weise in das Hornhaut-Schichtgewebe eingebracht wird. Durch wärmeinduziertes Schrumpfen des Hornhaut-Schichtgewebes wird die Hornhaut-Krümmung verändert.

US 5,423,801 legt eine Methode und eine Anordnung dar, enthaltend einen Laser und eine Strahlformungsмаске, mit der die Bowman's Membran rückgeformt wird, ohne substantielles Eindringen in die Stroma des Auges.

Verschiedene Möglichkeiten der Intensitätsvariation der die Cornea erodierenden Strahlung mittels erodierbarer Masken vordefinierten Erodierwiderstandes oder gradiertem Intensitätsfilter, mittels selektiv variierender Öffnungen oder anderen Mechanismen selektiv belichteter Bereiche werden in US 5,505,723 dargelegt.

In US 5,520,679 wird eine refraktive Laser-Chirurgie Methode beschrieben, welche ein kompaktes, kostengünstiges Lasersystem nutzt, das einen computergesteuerten Scanner mit einer berührungslosen Einheit sowohl für die Photo- 5 Ablation als auch für die Photokoagulation besitzt. Das Basis-System kann Blitzlampen, diodengepumpte UV Festkörperlaser (193–215 nm), kompakte Excimerlaser (193 nm), freilaufende Er:Glas (1,54 µm), Ho:YAG (2,1 µm), gütegeschaltete Er:YAG (2,94 µm), durchstimmbare IR-Laser 10 (750–1100 nm) und (2,5–3,2 µm) umfassen. Als Vorteile des kontaktlosen Scanngerätes werden die Kompaktheit, die höhere Präzision, die geringeren Kosten und die größere Flexibilität genannt. Ausgehend von Strahlüberlapp, Ablationsrate und Koagulationsmuster werden Laser ausgewählt, 15 die Energien von 10 µJ bis 10 mJ realisieren, bei Wiederholraten von 1 bis 10 000, Pulslängen von 0,01 Nanosekunden bis zu einigen hundert Mikrosekunden und Fleckgrößen von 0,05 bis 2 mm für den Gebrauch in der refraktiven Laserchirurgie.

Das Corneareprofilieren mittels eines Ringstrahles ablativer Strahlung, um refraktive Sehfehler zu korrigieren, wird in US 5,613,965 gezeigt Verfahren zur Laser-Ablation und die zugehörigen Vorrichtungen werden in US 5,624,436 & US 5,637,109 bzw. in DE 197 52 949 beschrieben, enthaltend einen Laserstrahl, der erforderlich ist, um das Objekt in 25 einer bestimmten Form zu bearbeiten, das Optiksystē, welches nötig ist, um den Laserstrahl an das zu bearbeitende Objekt heranzuführen, eine Blende, welche den Ablations-Bereich ändert, eine Regeleinrichtung für die Blendenbewegung und ein Leit-Gerät, welches die Regeleinrichtung zur 30 Formung einer gekrümmten Oberfläche mit einer bestimmten optischen Charakteristik führt. Damit können Intensitätsprofile von Excimerlaserstrahlung für die Cornea-Ablation verbessert werden.

Die Möglichkeit der Modifizierung der Intensitätsverteilung von Lichtstrahlen, wie auch Laserstrahlen zum Zwecke der Erodierung von Oberflächen mit vorgegebenen Profilen mittels einer rotierenden Maske, bestehend aus einer oder mehreren Öffnungen, wird in US 5,651,784 gezeigt.

Vorrichtungen und Verfahren zur Laserchirurgie, bei denen gepulste UV-Excimerlaser bei 193 nm mit Energiedichten von mehr als 20 mJ pro cm² und Wiederholraten von bis zu 25 Pulsen pro Sekunde verwendet werden, um ihre Strahlung durch eine Maske hindurch auf das Hornhaut-Gewebe 40 zu richten, um darin eine Abtragung von vorgegebener Form und Tiefe durch einen Prozess ablativer Photodekomposition vorzunehmen, werden in US 5,711,762 & US 5,735,843 beschrieben.

Eine Möglichkeit der Vereinigung von konkurrierenden 50 sphärischen und zylindrischen Korrekturen auf der Cornea-Oberfläche mittels einer variablen Irisblende und eines beweglichen Spaltes, um Myopia und Astigmatismus zu reduzieren, wird in US 5,713,892 gezeigt.

Um die Lage des Zentrums der Augenpupille nach der Pupillenerweiterung zu bestimmen, wird ein Verfahren und eine Vorrichtung in US 5,740,803 angegeben.

Die genaue Regelung und Bestimmung des Ortes der Wechselwirkung eines Chirurgie-Lasers sowie die Kontrolle des Cornea-Profiles während der ophthalmologischen Chirurgie mittels eines Applanators sind in US 5,549,632 enthal- 60 ten.

Die günstige Gestaltung des Strahlprofils mittels einer speziell hergestellten, an unterschiedlichen Orten verschiedenen dicken, laserstrahlungsdurchlässigen Membran, die während der chirurgischen Behandlung zwischen Ablationslaser 65 und Cornea positioniert wird, ist in US 5,807,379 dargestellt.

In WO 98/19741 werden eine Vorrichtung und ein Ver-

fahren zur laserthermalen Keratoplasty vorgestellt, die das Scannen von Behandlungsbereichen der Cornea mit solchen Formen erlauben, welche die Regression vermindern. Die Veränderungen in der Cornea-Brechkraft werden durch ausgewählte lokale, längliche, spitz zulaufende, photothermale Schrumpfungsmuster im cornealen Collagen-Gewebe mittels Laserscannen erzeugt. Ziel ist die Stress-Optimierung in der Cornea. Als Behandlungslaser werden z. B. Laserdioden verwendet, die im Wellenlängenbereich von 1,3 bis 3,3 Mikrometern Absorptionslängen von 200 bis 800 Mikrometern im Cornea-Gewebe haben.

All den genannten Methoden ist gemeinsam, daß sie das Abbildungsverhalten des Auges durch die Veränderung der Krümmung von optischen Grenzflächen (der Cornea) beeinflussen.

In DE 41 31 361 C2 wird eine Vorrichtung beschrieben, die einen UV-Strahlung aussendenden Excimerlaser, eine strahlungsmustererzeugende Einrichtung, eine Abbildungsoptik und Fixierungsmittel für das Auge enthält, wobei die UV-Strahlung mit ihrer Wellenlänge im absorbierenden Bereich der Hornhaut liegt und ihre Intensität so gewählt wird, daß mit der absorbierten UV-Strahlung innerhalb der Hornhaut chemische Strukturen irreversibel veränderbar sind und damit der Brechungsindex für sichtbare Strahlung veränderbar ist, jedoch keine Hornhautabtragung erfolgen kann und daß die strahlungsmustererzeugende Einrichtung eine ortsabhängige Beaufschlagung der Hornhaut mit der UV-Strahlung bewirkt, womit der Brechungsindex ortsabhängig veränderbar ist. In DE 41 31 361 C2 wird außerdem berichtet, daß durch die kurze Wellenlänge von Excimerlasern chemische Bindungen aufgebrochen werden können.

Von energiereicher Ultraviolett-Strahlung ist bekannt, daß sie speziell im Spektralbereich von 240 nm bis 280 nm ein sehr hohes mutagenes Risiko in sich trägt, durch Resonanzabsorptionen in RNA und DNA.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung zu schaffen, mit welchen mit einfachen Mitteln sicher und reproduzierbar Sehfehler korrigiert werden können ohne energiereiche UV-Strahlung mit dem ihr eigenen mutagenen Risiko zu verwenden.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale im kennzeichnenden Teil der Ansprüche 1 und 13 im Zusammenwirken mit den Merkmalen im Oberbegriff. Zweckmäßige Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen enthalten.

Ein besonderer Vorteil der Erfindung besteht darin, daß mutagene Risiken vermieden werden, indem die Augenlinse definiert mit Behandlungsstrahlung im langwelligen UV-A-Bereich oberhalb der Cornea-Absorption und/oder im sichtbaren und/oder nahinfraroten Wellenlängenbereich bestrahlt wird, wobei örtlich photoinduzierte irreversible chemische Veränderungen der Augenlinsen-Substanz erzeugt werden derart, daß der Brechungsindex und/oder die Transmissions-Eigenschaft für sichtbare Nutz-Strahlung nach vorgegebenen Parametern verändert wird und ein fehlerreduziertes Sehen resultiert, wobei die definierte Behandlungsbestrahlung durch eine räumliche Strukturierung und zeitliche Modulation sowie eine Intensitätsregelung realisiert wird. Die räumliche Strukturierung resultiert aus räumlicher Modulation und optischer Transformation.

Die Erzeugung von Refraktionsänderungen im Auge erfolgt effektiv und mit einfachen Mitteln durch eine Vorrichtung zur Bestrahlung des Auges, die aus einer Strahlung aussendenden Lichtquelle, Mitteln zur zeitlichen Modulation der Strahlung, Mitteln zur Intensitätsregelung für die Strahlung, Mitteln zur räumlichen Modulation der Strahlung, Optik zur Transformation und Formung der Strahlung zum Einbringen der räumlich modulierten Strahlung in das

Auge, Mitteln zur Bestimmung der Orientierung der Augenlinsen-Achse sowie Mitteln zur Fixierung des Auges oder/und zum eye-tracking besteht, wobei die von der Lichtquelle emittierte Strahlung Wellenlängen im langwelligen UV-A-Bereich oberhalb der Cornea-Absorption und/oder im sichtbaren und/oder nahinfraroten Spektralbereich enthält, welche in der Augenlinse absorbiert werden und zu photoinduzierten chemischen Veränderungen der Augenlinsen-Substanz führen, was bei entsprechender Intensitätsregelung und bei entsprechender zeitlicher Modulation der Strahlung in der Augenlinse zu einer Brechungsindex-Veränderung für Strahlung führt, nicht aber zu starken, aus reinen Amplitudenanteilen bestehenden cataract-ähnlichen Trübungen im Augenlinsen-Bereich, und daß die Mittel zur räumlichen Modulation der von der Lichtquelle emittierten Strahlung sowohl eine strukturierte Phasencharakteristik als auch eine strukturierte Amplitudencharakteristik aufprägen können, und daß die Optik zur Transformation und Formung der Strahlung mindestens eine optischen Achse besitzt und die bezüglich Phasencharakteristik und Amplitudencharakteristik räumlich modulierte Strahlung in vorbestimmte Bereiche der Augenlinse transformiert wird, wodurch eine sowohl nach dem Betrage als auch nach der räumlichen Strukturierung erwünschte adäquate Brechungsindex-Variation und/oder Transmissions-Variation in der Augenlinse entsteht.

Die Erfindung soll nachstehend anhand von zumindest teilweise in den Figuren dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert werden.

Es zeigen:

Fig. 1 Eine Prinzipdarstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung

Fig. 2 Eine Realisierungsform eines Details aus Fig. 1 mit mehreren optischen Achsen

Fig. 3 Ein Schnittbild der Augenlinse mit verschiedenen Ebenen von Brechungsindex-Variationen AA bis ZZ

Fig. 4 Eine Draufsicht auf eine einfache Struktur von Brechungsindexvariationen in einer Ebene DD der Augenlinse

Fig. 5 Eine Draufsicht auf eine unregelmäßige Struktur von Brechungsindexvariationen in einer Ebene FF der Augenlinse

Fig. 6 Eine zweidimensionale optische Struktur mit einer Amplituden- bzw. Phasencharakteristik in der Maskenebene für die Erzeugung von Brechungsindex-Variationen in einer Ebene GG der Augenlinse, wobei unterschiedliche Amplituden durch Grauwerte dargestellt, und Phasenanteile punktiert sind.

Fig. 7 Ein Schema zum Erstellen der "Datensätze nach der Rücktransformation" durch "simulierte optische Rücktransformation" des flächenhaften Schemas für die notwendigen Brechkraft-Veränderungen aus den Zielvorgaben für die Brechkraftstruktur nach der Korrektur und den Datensätzen zur vorhandenen Brechkraftstruktur im zu behandelnden Auge.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung besteht gemäß Fig. 1 aus einer Lichtquelle 10, welche eine Behandlungsstrahlung 11 mit einer Wellenlänge, die deutlich oberhalb der Excimerlaser-Wellenlängen liegt, vorteilhafterweise größer als 600 nm, aussendet und mit Mitteln zur zeitlichen Modulation 12, Mitteln zur Bestimmung der erforderlichen und zulässigen Einwirkparameter 13, beispielsweise durch Rückstreu-Messungen an schrägem Pilotstrahl, und Mittel zur Intensitätsregelung 14 versehen ist, Mitteln zur räumlichen Modulation 20 der Behandlungsstrahlung 11, welche elektronische Signale 21 oder Signalketten, die vorzugsweise in einem Rechner 22 generiert werden, in mindestens eindimensionale optische Strukturen 23 wandeln, die sowohl eine Phasencharakteristik als auch eine Amplitudencharak-

teristik besitzen können, einer Optik 30, die mindestens eine optische Achse 33 besitzt, zum Strahlformen bzw. Transformieren der optischen Strukturen 23 an den Ort der Anwendung in die Augenlinse 77, einer Einrichtung zur Ermittlung der Ausrichtung 71 der Augenachse bzgl. der Hauptachse der Optik 30 sowie Mitteln zur Fixierung 72 des Augapfels 70.

In Fig. 2. ist eine vorteilhafte Ausführungsform einer Einzelheit aus Fig. 1 zu sehen, in der die "mindestens eine optische Achse" aus den drei optischen Achsen 331, 332, 333 besteht, wobei die optische Achse 331 die Funktion der optischen Hauptachse inne hat. In dieser Ausführungsform kann die Transformation in vorbestimmte Bereiche der Augenlinse durch eine Superposition von mehr als einem Strahl, das heißt adäquat mit mindestens einer optischen Achse, erfolgen. Die räumlichen Modulationen können in den einzelnen Teilstrahlengängen verschieden sein.

Nachstehend wird der prinzipielle Verfahrensablauf an drei ausgewählten Beispielen dargestellt.

Beispiel 1

Von einer Fehlsichtigkeit ist prinzipiell der Betrag und die azimutale Verteilung bekannt.

Durch (Rück-)Transformationsrechnungen wird hieraus eine komplexe Brechzahlverteilung (Phasen- und Amplituden-Komponenten) ermittelt, welche in der Augenlinse vorhanden sein muß, um die Fehlsichtigkeit zu korrigieren.

In Abhängigkeit von der Feinheit der erforderlichen Struktur sowie von der Modulationstiefe der Brechzahlverteilung wird die Art des optischen Systems (einfache Transformation der Strahlung mittels einer optischen Achse oder Superposition der Strahlung über mehr optische Achsen, mit anderen Worten von einer einfachen Flachbildprojektion bis zur kohärenten Mehrstrahl-Überlagerung) festgelegt.

Die Wellenlänge der Strahlung und ihre Kohärenzeigenschaften werden in Abhängigkeit von der angestrebten Brechzahlstruktur festgelegt.

Der Leistungsbereich der Lichtquelle und ihr Zeitregime (Pulsdauer, Pulsfrequenz und Pulszahl) werden ebenfalls festgelegt. Durch entsprechende Festlegung der Applikationsparameter ist Sorge zu tragen, daß der "totale Cataract" vermieden wird.

Mittels Rechentechnik wird aus der notwendigen Brechzahlstruktur konkret bestimmt, welche räumlich modulierte Struktur der Strahlung im Zusammenwirken mit welcher Transformations- und Strahlformungsoptik diese Brechzahlstruktur am günstigsten in der Augenlinse realisiert. Dabei kann es sich durchaus als vorteilhaft erweisen, daß in verschiedenen Bereichen der Augenlinse so deutliche Amplitudenänderungen erzeugt werden müssen, die schon cataract-ähnliche Eigenschaften besitzen, jedoch im Zusammenwirken der gesamten Struktur in der Augenlinse zur Verbesserung der Sehkraft des Auges führen, welche gegenüber den geringen Transmissionsverlusten überwiegen.

Die räumliche Modulation kann sowohl durch elektrooptische Wandler in Transmission oder Reflexion als auch durch Scanner erfolgen, wie auch in verschiedenen Koordinatensystemen beispielsweise karthesisch oder polar.

Ist die Struktur in der Augenlinse vorhanden, so wirkt sie mit ihren (beispielsweise vorwiegend vorhandenen) Phasenanteilen (Brechungsindexvariationen) und auch mit ihren (zum Teil vorhandenen) Amplitudenanteilen (Transmissionsvariationen) als komplexe abbildende Beugungsstruktur, welches die Brechkraft im Auge so verbessert, daß ein fehlerkorrigiertes Sehen möglich ist.

Es lassen sich auch solche Strukturen realisieren, die bei Akkomodationsbewegungen der Augenlinse für einen grö-

Beren Akkomodationsbereich optimales Sehen ermöglichen.

Beispiel 2

Von der Fehlsichtigkeit eines Auges ist wiederum der Betrag und die azimutale Verteilung der Brechkraft-Abweichung bekannt. Sie werden auf konventionelle Weise ermittelt. Es ist nützlich, die Brechkraftstruktur im Auge in einem sehr engen Raster zu kennen. (viel kleiner als 0,1 mm)

Weiterhin ist es sehr nützlich, die Veränderung der Fehlsichtigkeit in einem überschaubaren zurückliegenden Zeitraum zu kennen.

Ausgehend vom Betrag der Fehlsichtigkeit und vom Änderungsverhalten (relative Stabilität oder starke Veränderungen in einem bestimmten Zeitraum) wird die prinzipielle Möglichkeit der Anwendung des Verfahrens festgelegt. Das Verfahren sollte nicht angewandt werden, wenn sich die Brechkraft innerhalb kurzer Zeit sehr stark veränderte (z. B. in einem Jahr um mehr als 2 Dioptrie). Denn die ins Auge einzubringenden Korrekturen haben eine gute Langzeitstabilität.

Das Verfahren ist sehr gut geeignet, wenn starke oder sehr unregelmäßige Abweichungen über dem Azimut oder über der Entfernung von der Sehachse vorliegen. Je komplizierter die Brechkraftstruktur ist, um so aussichtsreicher ist das Verfahren anwendbar.

Das Verfahren ist sehr gut geeignet, wenn die Sehleistung besonders bei geringer Helligkeit bzw. bei Beleuchtungen mit vorwiegend langwelliger Strahlung (Warmlicht-Beleuchtung) verbessert werden soll.

Das Verfahren ist nicht-invasiv, enthält kein infektiöses Risiko, kein mutagenes Risiko aufgrund von energiereicher Strahlung und kann ambulant praktiziert werden.

Je nach Betrag der erforderlichen Brechkraft-Korrektur wird entschieden, ob das Verfahren als reines Projektionsverfahren entlang einer optischen Achse 33 (siehe Fig. 1.) angewandt wird oder als kohärent-optisches Superpositionsverfahren mit mehr als einer optischen Achse 331, 332, 333 (siehe Fig. 2). Letzteres muß eingesetzt werden, wenn die Brechkraft-Änderung sehr stark sein soll. Die erforderlichen Brechungsindex-Variationen müssen für diesen Fall in mikroskopischen Dimensionen (etwa 1 Mikron/Mikrometer oder noch kleiner) erzeugt werden.

Der individuellen Indikation wird entnommen, für welchen Wellenlängen- und Winkel-Bereich die Korrektur bestmöglich angepaßt sein soll. Davon ist die Festlegung der Lichtquellen-Wellenlänge abhängig.

Das zeitliche Einwirk-Regime (cw-, qcw- oder puls-Betrieb sowie die Pulslänge und Repetitionsfrequenz) sind gemäß der noch zu präzisierenden Untersuchungen festzulegen.

Pulsbetrieb mit Frequenzen nahe dem Kilohertz-Bereich, mit Pulsängen von Mikro- bis Millisekunden wurden erfolgreich angewendet.

Unter Zugrundelegen der erforderlichen Brechkraftveränderung, der Lichtquellen-Wellenlänge und der Auswahl von Projektion oder Superposition wird eine geeignete Optik ausgewählt. Mit Vorgabe dieser Optik läßt sich auf rechen-technischem Wege die Art der räumlichen Modulation 20 (ein mögliches Beispiel einer solchen "Maske" ist in Fig. 6. dargestellt) festlegen, welche nach der optischen Transformation in der Augenlinse 77 Intensitätsstrukturen hinterläßt, welche mit den eingestellten zeitlichen Einwirkparametern die vorgesehene adäquate räumliche Verteilung einer Brechzahlstruktur erzeugt. In den Fig. 4 und 5 sind zwei solche denkbare Intensitäts- bzw. Brechzahlstrukturen zu sehen, in Fig. 4 für einen einfachen Fall, in Fig. 5 für einen etwas un-

regelmäßigeren Fall. Die Abstände innerhalb der Strukturen können variieren, sie können klein sein oder größer sein, sie können in einer Richtung zunehmen oder abnehmen oder wechseln. Resultierende Orientierungen der Strukturen im Azimut können, gemäß der Korrekturerfordernisse, beliebige Winkel beinhalten. Engere Abstände in den Strukturen sind gleichbedeutend mit stärkerer Richtungsänderung von Lichtstrahlen, also mit stärkerer Brechkraft. Die Ablenkung erfolgt gemäß den Gesetzen der Beugungsoptik orthogonal zu den Strukturausdehnungen.

Zum Zwecke einer effizienten Brechkraftkorrektur sind mehrere bis viele solcher in der Tiefe der Augenlinse gestaffelter Brechzahlmuster erforderlich. Das ist in einem schematischen Schnittbild in Fig. 3. zu sehen.

Beispiel 3

Das zu behandelnde Auge wird untersucht. In einem sehr engmaschigen, flächigen Raster parallel zur Augenlinsen-Ebene wird die Verteilung der Brechkraft des Auges (nicht nur der Linse, sondern des gesamten optischen Weges im Auge) ermittelt. Daraus entsteht ein erster Datensatz DS1 (z. B. in einem Rechner) zum Zustand der Brechkraft-Verteilung im Auge (siehe Schema in Fig. 7.). Der zu korrigierende Zustand läßt sich genauer analysieren, wenn die Brechkraftstruktur nicht nur in oder parallel zur optischen Achse, sondern auch unter verschiedenen Neigungen zur optischen Achse ermittelt wird.

Aus der Differenz des festgestellten Ist-Zustandes DS1 mit den Zielvorgaben ZV (wie die gewünschte Brechkraft nach der Korrektur sein soll) entsteht ein flächenhaftes Schema FS, welches die notwendigen Brechkraft-Veränderungen für konkrete Teilbereiche der Augenlinse beschreibt. Diese Teilbereiche können sehr klein sein, bei sehr unregelmäßiger Brechkraftstruktur müssen sie sogar sehr klein gegen die Augenlinsen-Größe sein. Für genauere Untersuchungen ist es vorteilhaft, verschiedene flächenhafte Schemata FS unter verschiedenen Neigungen gegen die optische Achse des Auges zu ermitteln.

Das flächenhafte Schema FS wird an einem Rechner einer simulierten optischen Rück-Transformation SOR unterzogen. Dafür müssen bestimmte Konkretisierungen zur Vorrichtung getroffen werden, mit welcher das erfindungsgemäße Korrektur-Verfahren durchgeführt werden soll (auszuwählende Optik, Wellenlänge der Lichtquelle, Anzahl der Punkte im flächenhaften Schema FS und in den Mitteln zur räumlichen Modulation 20). Die simulierte optische Rück-Transformation SOR wird iterativ durchgeführt.

Im Ergebnis dessen liegt eine Gruppe von Datensätzen nach der Rück-Transformation DRT vor. Jeder Datensatz dient der Erzeugung einer Struktur von Brechungsindex-Variationen in einer der verschiedenen Schichten AA bis ZZ in der Augenlinse (siehe Fig. 3.)

Das konkrete Verfahren zum Behandeln des Auges setzt voraus, daß die entsprechenden Datensätze nach der Rück-Transformation DRT in einem Rechner 22 vorliegen. Daraus werden Ketten elektronischer Signale 21 generiert, die in den Mitteln zur räumlichen Modulation 20 von Behandlungsstrahlung aus der Strahlung 11 einer Lichtquelle 10 mehrere mindestens eindimensionale optische Strukturen 23, die eine Amplituden- bzw. Phasen-Charakteristik besitzen können, erzeugt. Diese wird zeitlich moduliert und in ihrer Intensität vom Rechner 22 geregelt.

Über eine Optik 30 wird die optische Struktur 23 entweder in die Augenlinse 77 hinein projiziert oder es werden durch eine Mehrstrahl-Superposition entlang der Teilstrahlen 331, 332, 333 in der Augenlinse 77 überlagert.

Es ist nötig, das Auge 70 mit Mitteln 72 zu fixieren. Je nach der mit den Mitteln 71 bestimmten Augen-Achs-Ausrichtung können Feinkorrekturen in der Lage der Struktur 23 z. B. durch Veränderung der Signalketten-Sequenzen 21 vorgenommen werden.

Die Mittel 13 dienen der Bestimmung der erforderlichen Einwirkparameter und einer Rückwirkung der Ermittlung der zulässigen Einwirkparameter, besonders des "Abstandes" zu unzulässig hohen Einwirkleistungen. Eine vorteilhafte Ausführung von Mittel 13 besteht in einer Echtzeit-Regelungsstrecke, in welcher die erreichten Brechkraft-Veränderungen und die Daten aus dem flächenhaften Schema FS die Regelgrößen vorgeben.

Die Erfindung ist nicht beschränkt auf die hier dargestellten Ausführungsbeispiele. Vielmehr ist es möglich, durch Kombination und Modifikation der genannten Mittel und Merkmale weitere Ausführungsvarianten zu realisieren, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen.

Bezugszeichenliste

- 10 Lichtquelle
- 11 Behandlungsstrahlung (mit einer Wellenlänge, die deutlich oberhalb der Excimerlaser-Wellenlängen liegt)
- 12 Mittel zur zeitlichen Modulation
- 13 Mittel zur Bestimmung der erforderlichen und zulässigen Einwirkparameter
- 14 Mittel zur Intensitätsregelung
- 20 Mittel zur räumlichen Modulation von Strahlung
- 21 elektronische Signale
- 22 Rechner
- 23 optische Strukturen
- 30 Optik zum Strahlformen bzw. Transformieren mit ihrer Hauptachse
- 33 optische Achse
- 331 optische Hauptachse
- 332 eine erste optische Nebenachse
- 333 eine zweite optische Nebenachse
- 70 Augapfel
- 71 Einrichtung zur Bestimmung der Ausrichtung der Augenachse
- 72 Mittel zur Fixierung des Auges
- 77 Augenlinse
- DS1 Datensatz zur vorhandenen Brechkraftverteilung im zu behandelnden Auge
- ZV Zielvorgaben für diese Brechkraftverteilung nach der Korrektur
- FS Flächenhaftes Schema für die notwendigen Brechkraft-Veränderungen
- SOR Simulierte optische Rück-Transformation des flächenhaften Schemas FS
- DRT Datensatz nach der Rücktransformation

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestrahlung des Auges zur Korrektur von Sehfehlern durch Brechkraftveränderung, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Augenlinse definiert mit Behandlungsstrahlung im langwelligen UV-A-Bereich oberhalb der Cornea-Absorption und/oder im sichtbaren und/oder nahinfraroten Wellenlängenbereich bestrahlt wird, wobei örtlich photoinduzierte irreversible chemische Veränderungen der Augenlinsen-Substanz erzeugt werden derart, daß der Brechungsindex und/oder die Transmissions-Eigenschaft für sichtbare Nutz-Strahlung nach vorgegebenen Parametern verändert wird und ein fehlerreduziertes Sehen resultiert.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die definierte Behandlungsbestrahlung durch eine räumliche und zeitliche Modulation sowie eine Intensitätsregelung realisiert wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die räumliche Modulation der Behandlungsstrahlung sowohl eine strukturierte Phasencharakteristik als auch eine strukturierte Amplitudencharakteristik aufprägt.
4. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die bezüglich Phasencharakteristik und Amplitudencharakteristik räumlich modulierte Strahlung in vorbestimmte Bereiche der Augenlinse transformiert wird, wodurch die sowohl nach dem Betrage als auch nach der räumlichen Strukturierung erwünschte adäquate komplexe Brechungsindex-Variation und/oder Transmissions-Variation in der Augenlinse erzeugt wird, an der die im Anwendungsfalle auftreffende Nutzstrahlung derart beeinflusst wird, daß eine optimierte, fehlerreduzierte Abbildung entsteht.
5. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Ermittlung der vorzugebenden Parameter durch (Rück-)Transformationsrechnungen erfolgt und hieraus die zur Korrektur der Fehlsichtigkeit erforderliche komplexe Brechzahlverteilung mit Phasen- und Amplituden-Komponenten ermittelt wird.
6. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Behandlungsstrahlung Laserstrahlung im langwelligen UV-A-Bereich oberhalb der Cornea-Absorption und/oder im sichtbaren oder Nah-Infrarot-Bereich ist.
7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Laserstrahlung kontinuierlich oder zeitlich gepulst ausgesendet wird.
8. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine zusätzliche Sensibilisierung des Augenlinseninhalts für die Behandlungsstrahlung erfolgt.
9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die zusätzliche Sensibilisierung auf pharmakologischem Wege erfolgt.
10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die zusätzliche Sensibilisierung auf biochemischem Wege erfolgt.
11. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß durch die Intensitätsregelung für die Behandlungsstrahlung das individuelle Optimum der Belichtungsenergie bestimmt wird, indem in einem Pilotstrahlengang mittels gepulster Strahlung in einem Randbereich der Augenlinse eine Probe-Brechungsindexvariation stufenweise aufgebaut und mit optischen Mitteln bezüglich ihres Betrages nachgewiesen wird.
12. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Wellenlänge der Behandlungsstrahlung, die deutlich oberhalb der Excimerlaser-Wellen liegt, vorzugsweise größer 600 nm ist.
13. Vorrichtung zur Bestrahlung des Auges zur Korrektur von Sehfehlern, bestehend aus einer Behandlungsstrahlung aussendenden Lichtquelle (10), Mitteln zur zeitlichen Modulation (12) der Behandlungsstrahlung (11), Mitteln zur Intensitätsregelung (14) für die Behandlungsstrahlung (11), Mitteln zur räumlichen Modulation (20) der Behandlungsstrahlung (11), Optik (30) zur Transformation und Formung der Behandlungsstrahlung (11) zum Einbringen der räumlich modulierten Strahlung in das Auge, Mitteln (71) zur Bestimmung der Orientierung der Augenlinsen-Achse sowie Mitteln (72) zur Fixierung des Auges oder/und zum eye-tracking, wobei die von der Lichtquelle (10)

- emittierte Behandlungsstrahlung (11) Wellenlängen im langwelligen UV-A-Bereich oberhalb der Cornea-Absorption und/oder im sichtbaren und/oder nahinfraroten Spektralbereich aufweist, welche in der Augenlinse (77) absorbiert werden und daß die Mittel zur räumlichen Modulation (20) der von der Lichtquelle (10) emittierten Behandlungsstrahlung (11) sowohl eine strukturierte Phasencharakteristik als auch eine strukturierte Amplitudencharakteristik aufprägen können und daß die Optik zur Transformation und Formung der Strahlung (30) mindestens eine optischen Achse (33) besitzt und die bezüglich Phasencharakteristik und Amplitudencharakteristik räumlich modulierte Behandlungsstrahlung (11) in vorbestimmte Bereiche der Augenlinse transformiert wird, wodurch eine sowohl nach dem Betrage als auch nach der räumlichen Strukturierung erwünschte adäquate komplexe Brechungsindex-Variation und /oder Transmissions-Variation in der Augenlinse (77) entsteht, an der eine im Anwendungsfalle auftreffende Nutzstrahlung derart beeinflusst wird, daß eine optimierte, fehlerreduzierte Abbildung entsteht.
14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur räumlichen Modulation elektrooptische Wandler enthalten
15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die elektrooptischen Wandler in Reflexion arbeiten.
16. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die elektrooptischen Wandler in Transmission arbeiten.
17. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur räumlichen Modulation (20) Scanner enthalten.
18. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Optik zur Transformation und Formung (30) der Behandlungsstrahlung (11) Scanner enthält.
19. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur räumlichen Modulation (20) und die Optik zur Transformation und Strahlenformung (30) derart zusammenwirken, daß ein fehlerreduziertes Sehen auch bei verschiedenen Akkomodationszuständen der Augenlinse möglich ist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

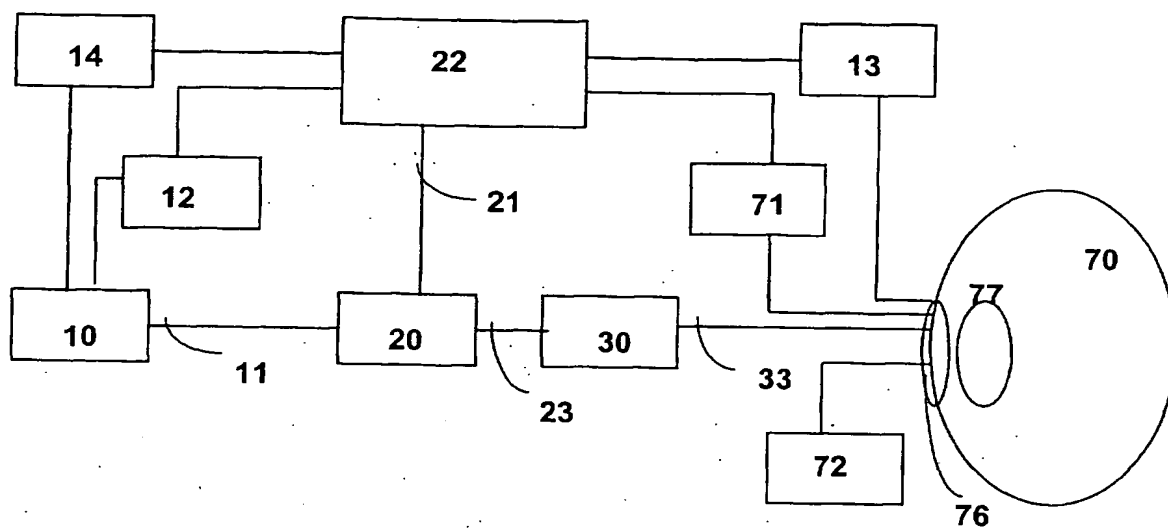


Fig. 1

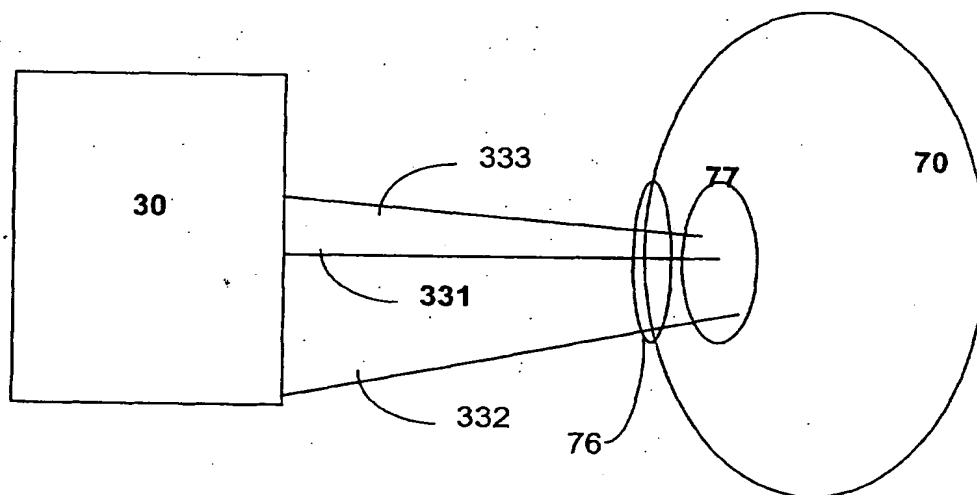


Fig. 2

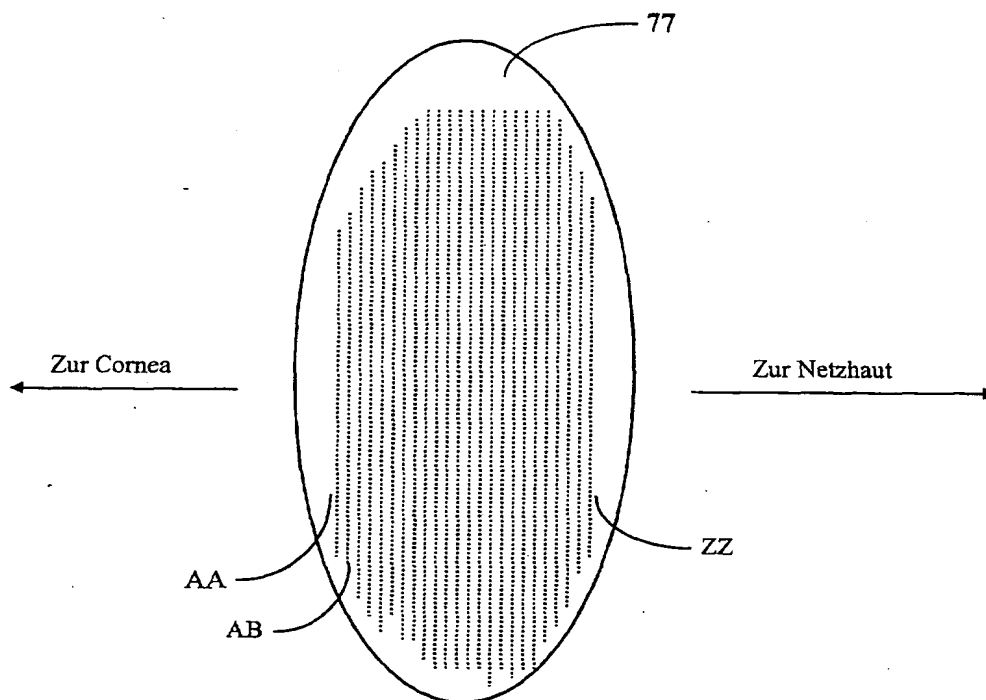


Fig. 3

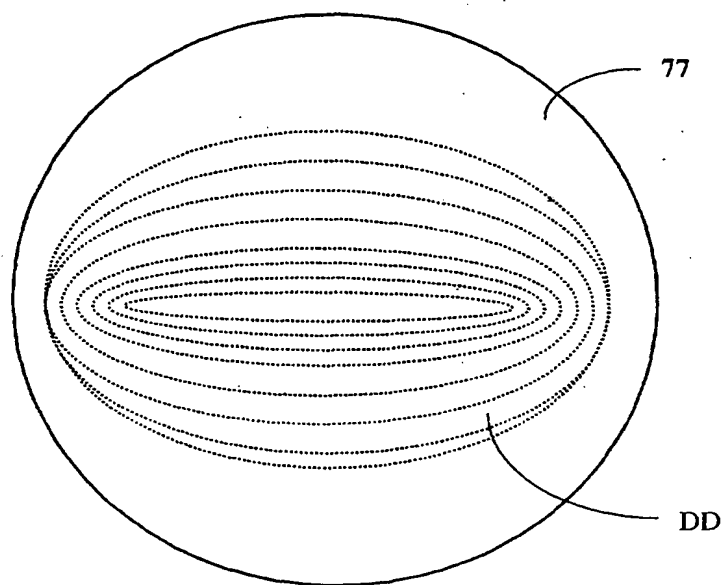


Fig. 4

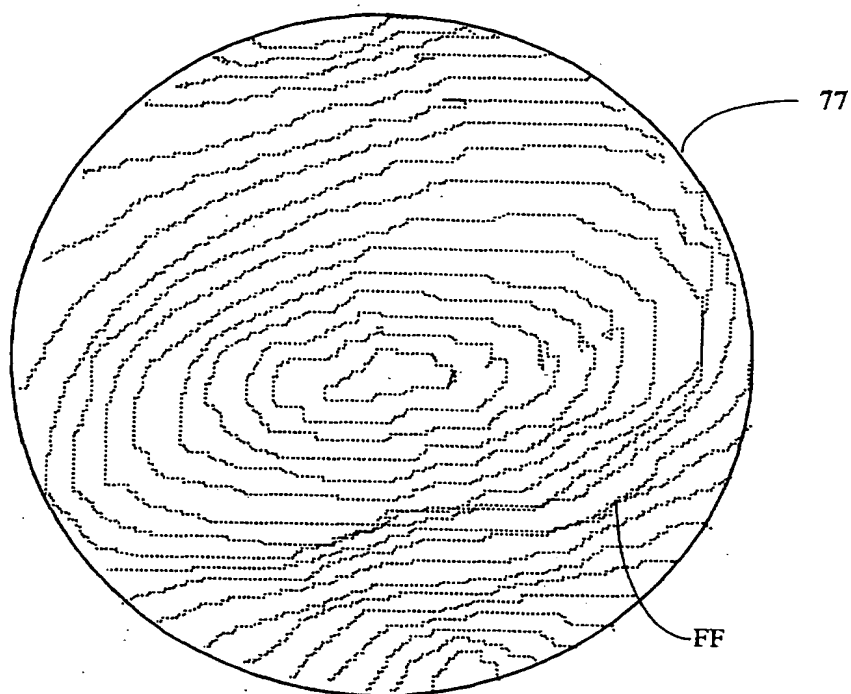


Fig. 5

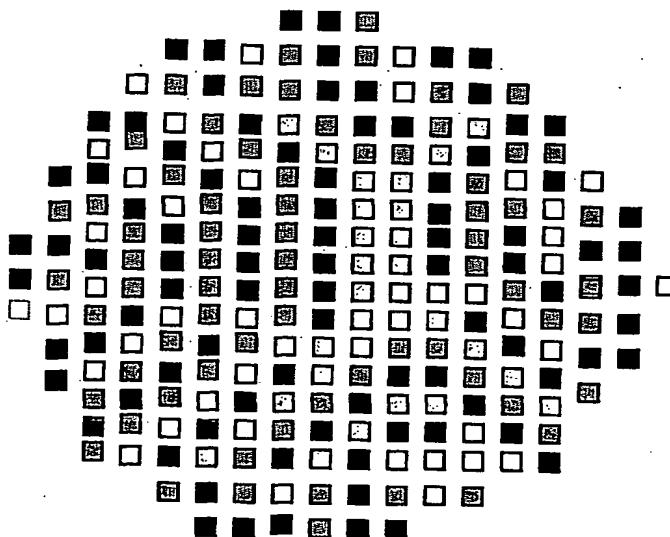


Fig. 6

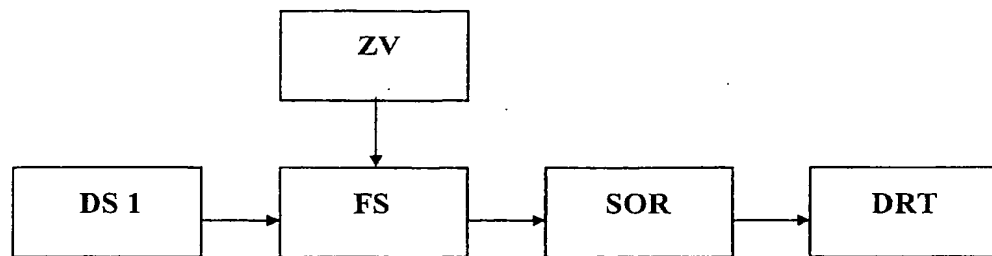


Fig. 7